

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表平7-503648

第1部門第2区分

(43) 公表日 平成7年(1995)4月20日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

A 6 1 B 5/022

識別記号

庁内整理番号

F I

7638-4C

A 6 1 B 5/02

3 3 2 B

7638-4C

3 3 7 E

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求(全 7 頁)

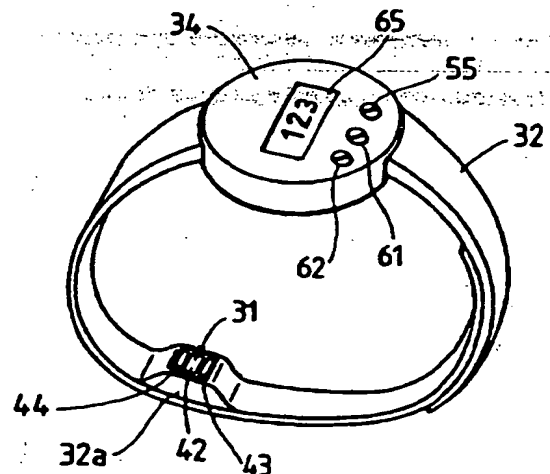
(21) 出願番号 特願平6-513622  
 (86) (22) 出願日 平成5年(1993)12月6日  
 (85) 翻訳文提出日 平成6年(1994)7月28日  
 (86) 国際出願番号 PCT/CH93/00273  
 (87) 国際公開番号 WO94/13207  
 (87) 国際公開日 平成6年(1994)6月23日  
 (31) 優先権主張番号 3721/92-6  
 (32) 優先日 1992年12月5日  
 (33) 優先権主張国 スイス(CH)  
 (81) 指定国 EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, M C, NL, PT, SE), JP, US

(71) 出願人 アーファウエル・メディカル・インストル  
 メンツ・アクチェンゲゼルシャフト  
 スイス国、ツェーハー・8207 シャフハウ  
 ゼン、シュテッテメルストラーセ、28  
 (72) 発明者 レッチャー・ベルンハルト  
 スイス国、ツェーハー・8450 アンデルフ  
 インゲン、ミューレベルクストラーセ、9  
 (74) 代理人 弁理士 江崎 光好 (外3名)

(54) 【発明の名称】 血圧を測定するためのセンサ、装置および方法

## (57) 【要約】

センサ(1)と圧電材料のフォイル(5)を有する第一、第二および第三応力変換器(12, 13, 14)を有し、圧電材料は全ての3つの変換器(12, 13, 14)とその上に装着された電極(6, 7, 8, 9, 10, 11)に配分されている。第二および第三変換器(13, 14)は第一変換器(12)の反対側にあり、第一の変換器よりも狭い変換面を有する。血圧を測定するため、中央の第一変換器(12)が主動脈(3)からできる限り短い距離にあるように、センサ(1)を患者の体の一部に押し付ける。測定の間には、血液の脈動状の流れによって生じ、3つの変換器(12, 13, 14)から発生する測定値の変化の絶対値は互いに換算される。こうして、寄生的な力による測定量の変化は相殺される。



## 請求の範囲

1. 力変換器(12, 42)を生体の動脈を有する領域に押し付ける保持手段を用いて血圧を測定するセンサにおいて、前記第一力変換器(12, 42)に加えて、第二および第三力変換器(13, 14, 43, 44)があり、第一力変換器(12, 42)の反対側に配設されていることを特徴とするセンサ。
2. 第一力変換器(12, 42)が他の二つの力変換器(13, 14, 43, 44)より動脈(3, 33)の近くにあるように、3つの力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)を体に押し付けるため、保持手段が構成されていることを特徴とする請求の範囲第1項のセンサ。
3. 3つの力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)は圧電測定変換器として形成されていることを特徴とする請求の範囲第1項のセンサ。
4. 3つの力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)は、圧電材料から成る共通の可換性ファイル(5, 25)と、このファイルの上に配設されている電極(6, 7, 8, 9, 10, 11, 36, 37, 38, 39, 40, 41)とを有することを特徴とする請求の範囲第1〜3項の何れか1項のセンサ。
5. 3つの力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)は体に接するためにあるそれぞれ一つの力変換面を有し、第二および第三力変換器(13, 14, 43, 44)の力変換面は第一力変換器(12, 42)の力変換面より狭いことを特徴とする請求の範囲第1〜4項の何れか1項のセンサ。
6. 保持手段は少なくとも一つのバネ性部品、例えばバネの留め金(2)および/または例えば発泡材部品を有し、3つの力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)は生体にバネ付勢して押し付けられていることを特徴とする請求の範囲第1〜5項の何れか1項のセンサ。
7. 請求の範囲第1〜6項の何れか1項のセンサ(1, 31)と、電子回路手段(21, 51)を用いて、血圧を測定する装置において、センサ(1,
13. 電子回路手段(51)は、第一、第二および第三測定量の調節可能な少なくとも一つの測定量を、付属する力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)で発生した電気信号と結び付けるため、少なくとも一つの手動可変調節部材(55, 56, 57)を有することを特徴とする請求の範囲第7〜11項の何れか1項の装置。
14. 請求の範囲第1〜6項の何れか1項のセンサ(1, 31)および/または請求の範囲第7〜13項の何れか1項の装置を使用して、血圧を測定する方法において、第一力変換器(12, 42)が他の二つの力変換器(13, 14, 43, 44)より動脈(3)に近いように、センサ(1, 31)を配設していることを特徴とする方法。

31)および/または電子回路手段(21, 51)は、第一あるいは第二あるいは第三力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)で測定された応力および/または応力の変化の目安を形成する第一測定量、第二測定量および第三測定量を形成し、3つの測定量を互いに組み合わせるように構成されている装置。

8. 力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)と回路手段(21, 51)は、測定量の変化が3つの力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)に働く圧力の増大によって生じる場合、第二および第三測定量の変化の絶対値を第一測定量の変化の絶対値から引き算するように、3つの測定量を組み合わせるように構成されていることを特徴とする請求の範囲第7項の装置。
9. 力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)と回路手段(21, 51)は、第二測定量と第三測定量を第一測定量から引き算し、これにより血圧の目安を与える第四測定量を形成するように構成されていることを特徴とする請求の範囲第7項または第8項の装置。
10. 電子回路手段(51)の少なくとも一部は保持手段で保持されるケース(34)に装着されていることを特徴とする請求の範囲第7〜9項の何れか1項の装置。
11. 電子回路手段(21, 51)は少なくとも一つの校正値を調節および/または入力する校正手段(25, 59)を有する、および/または、そのような校正手段と接続可能であり、しかも、校正測定装置を用いて体に関して行う測定で求めた少なくとも一つの校正値を調節および/または入力した後、収縮時の血圧および/または拡張時の血圧を少なくとも準連続的に求めるように校正されていることを特徴とする請求の範囲第7〜10項の何れか1項の装置。
12. 第二および第三力変換器(13, 14, 43, 44)は電気的に並列接続され、第一力変換器(12, 42)と逆並列に接続されていることを特徴とする請求の範囲第7〜11項の何れか1項の装置。

## 明 細 書

## 血圧を測定するためのセンサ、装置および方法

## 発明の技術分野

この発明は、血圧を測定するためのセンサ、装置および方法に関する。生物の体、人体、あるいは、場合によっては、動物の体の動脈を有する部分に密着させるため設けた前記センサ、前記装置および前記方法は、非侵襲性で、例えば連続的、あるいは、少なくとも準連続的に、例えば数時間ないし数日にわたって続く血圧測定を可能にする。

血圧はしばしばリバ・ロッチ(Riva-Rocci)の方法に基づき、中空で変形可能な圧迫帯を有する装置で測定される。この圧迫帯は、検査すべき人物の腕あるいは他の体の部分で測定するために取り付けられ、この圧迫帯に空気を入れて、再び空気を排出する。排気時に、動脈を流れる時に血液から生じるコロトコフ(Korotkoff)音により、あるいはオシロ計測による測定法により収縮期と拡張期の血圧が検出される。リバ・ロッチの方法は、長期間で、準連続的な血圧測定に向いていない。何故なら、患者の圧迫帯に空気を入れたり出したいことは快適でなく、多分健康に有害であるように思えるからである。

光あるいは超音波を用いて血液の流れ速度あるいは動脈の壁の変形を測定するため、センサを備えた血圧測定装置も知られている。これには、例えば欧州特許第 A-0 467 853号明細書を参照されたい。しかし、この種のセンサは比較的高価で非常に正確な位置決めを必要とする。

更に、米国特許第 5 111 826号明細書により、圧電力変換器を有するセンサを備えた血圧装置が知られている。保持手段、つまり中空圧迫帯を用いる測定のために、この検出器を人の指に固定し、この指に押し付ける。しかし、そのようなセンサには、外部の力から、あるいは患者の運動のために力変換器に作用する力によって測定誤差を生じると言う欠点がある。加えて、圧電測定変換器は通常圧電的であるので、センサは温度変化に敏感である。更に、

流体を含み、指の全面に圧力を加える圧迫帯は長期間の測定で血行を乱し、手の使い勝手も非常に強く悪くする。その外、指には大きな動脈がなく、測定精度にも影響を与える。

#### 発明の詳細な説明

この発明の課題は、周知のセンサ、装置および方法の諸点を排除する血圧測定のためのセンサ、装置および方法を提供することにある。その場合、特に米国特許第 A 5 111 826 号明細書により周知の従来技術を前提として、測定結果が外力や、患者の動きにより生じる力、および温度変化にできる限り依存しないようにすることにある。

上記の課題は、この発明により、請求の範囲第 1 項のセンサ、請求の範囲第 7 項の装置、および請求の範囲第 1 4 項の方法によって解決されている。

#### 図面の簡単な説明

以下、図面に示す実施例に基づきこの発明の内容を説明する。図面には、第 1 図は、血圧測定装置の保持手段と、この保持手段で保持されるセンサの斜視図を示す。

第 2 図は、センサの 3 つの圧電力変換器の模式斜視図と装置に付属する電子回路手段のブロック回路図である。

第 3 図は、測定信号と血圧の時間経過を示すグラフである。

第 4 図は、センサと電子回路手段を備えたケースを保持する腕に固定できる帯を用いて血圧を測定するための他の装置の斜視図である。

第 5 図は、図 4 に示す装置の力変換器と電子回路手段のブロック回路図である。

#### 発明の好適実施例

第 1 図には、検査すべき人の身体の一部 4、つまり前腕と手の関節の大動脈を含む領域が示してある。血圧を非侵入的に測定するために使用される装

第二および第三力変換器 13 と 14 は、それに付属する電極の配置に応じて、中央の第一力変換器 12 の反対側の面にある。これ等の異なっている電極は薄い金属層で、最初完全に被覆されていた金属層のフォイルの両面をエッチングして形成される。第二および第三の電極 7、8 および 9、11 の各々の表面は第一電極 6、9 の各々の表面より小さいと有利である。そして、例えば第一電極 6、9 の各々の表面のほぼ、あるいは正に半分の大きさである。これに応じて、血圧測定時に、身体の一部 4 に対向する第二および第三力変換器 13 と 14 の力変換面は、第一力変換器 12 の力変換面より小さく、つまり、ほぼ半分あるいは正に半分である。

第 2 図の上にある第一測定電極 6 は、第 2 図の下にある第二および第三対向電極 10 と 11 に導電接続している。第 2 図の下にある第一対向電極 9 は第 2 図の上にある第二および第三測定電極 7 と 8 に導電接続している。これ等の接続に必要な電気導線は、例えば導線で構成されているが、一部 5 の両方の対向面上にある導線パターンでも形成できる。両方の側部力変換器 13、14 は電気的に互いに平行で、中央の第一力変換器 12 に並列に接続されている。

圧電層 5 は、例えば、時間的に増加する力が測定電極 6、7、8 で負の電荷を、また対向電極 9、10、11 で正の電極を発生するように、形成され弾性接続されている。

第一、第二および第三力変換器から生じる電荷および/または電圧は、以下では、第一、第二および第三測定量と称する。これ等の時間的に変化する測定量の各々は、当該力変換器に作用し、時間的に変化する力の目安であり、つまりこの力に少なくとも近似的に比例する。測定電極の電荷あるいは電位が測定電極に対向する対向電極に対して負であるなら、当該力変換器から発生する測定量には負の符号が対応する。第二および第三力変換器が並列に接続されているので、第二および第三測定量を代数的に加算できる。更に、その場合に生じる和を第一測定量で代数的に引き算される。

この装置には未だ電子回路手段もある。この回路は、例えば電荷増幅器 2

値には、センサ 1 を有するセンサ手段と、センサ 1 を身体の一部 4 に保持して押し付けるために使用される保持手段とがある。この保持手段は、主要構成部品として、パネ付勢され、一方の側から除去でき前腕に止め、前腕の周囲の大部分を取り囲む、多少 U 字状の留め金 2 を有する。この留め金 2 は人体の部分 4 の表面あるいは皮膚の動脈 3 にある断面で腕の領域に多少直線状ないしは僅かに曲がって隣接する留め金部分から離れる、つまり人体の一部 4 に対して突き出た突起あるいは隆起 2a を有する。センサ 1 は人体の一部 4 に対向する隆起の少なくともほぼ平坦な面に固定され、例えば両面接着テープの一片を用いて脱着可能に貼り付けられる。この接着テープは柔軟で、収縮性があり、センサ 1 の変形や動きを無くする。場合によっては、留め金 2 の突起あるいは隆起 2a とセンサ 1 の間に、圧縮パネ作用を与え、例えば発泡ゴムから成る弾力的で収縮性の部分がある。その結果、センサは皮膚に良好に密着し、良好に曲がり、しかも延びる。

第 2 図に別にして示すセンサ 1 は、圧電材料から成る素子、つまり一体の圧電フォイル 5 を有する。この素子は変形可能である、特に曲がりやすく、延びやすく、しかも収縮性を有し、合成樹脂、つまりポリビニリデン・シフロライド (PVPD) で構成されている。例えば四角形、つまり長方形のフォイル 5 は第 1 図と第 2 図で上にある面に中央の第一測定電極 6 と、この電極と反対側に第二および第三の側部測定電極 7 と 8 がある。第 1 図と第 2 図で下にあるフォイル 5 の面には、3 つの対向電極、つまり中央の第一対向電極 9、第二および第三の側部対向電極 10 と 11 がある。6 つの測定電極および対向電極 6、7、8、9、10、11 はほぼ正方形ないしは長方形で、対にして対向している。

中央の第一電極 6、8 の二つは両者の間にあるフォイル 5 の領域と共に、圧電測定変換器を形成する。この変換器は中央の第一力変換器 12 として使用される。互いに対になって対向する第二および第三電極、7、10 と 8、11 は、両者の間にあるフォイル 5 の領域と共に、圧電測定変換器を形成する。この変換器は第二および第三側部力変換器 13 と 14 として使用される。

2 を有し、この増幅器の反転入力端は電極 6、10 と 11 に接続している。電荷増幅器 22 の非反転入力端は電極 7、8、9 に接続している。電荷増幅器 22 の出力端は、感度調節用の調節部品 23 として使用される手動可変抵抗を介して評価装置 24 に接続している。調節部品 23 は、例えば手動可変式の少なくとも一つの他の抵抗と、例えば他の電子部品と共に、校正手段 26 を形成し、校正値および/または校正パラメータを設定し、および/または評価装置 24 に少なくとも一つの校正値および/または校正パラメータをアナログまたはデジタル電気信号にして入力するためにある。評価装置 24 には、例えば電荷増幅器から供給される電圧をデジタル化するアナログ・デジタル変換器と、デジタル電圧をデジタル処理するプロセッサがある。評価装置 24 は、表示装置 27 に接続する出力端を有する。この装置 27 は、例えば選択的に収縮時あるいは弛緩時の血圧、ないしは血圧の変化に関連する相対値、または予め校正した後、収縮時あるいは弛緩時の血圧の値を直接所定のまたは選択可能な圧力単位で、例えばデジタル表示するために形成されている。

センサ 1 は留め金 2 を有する保持手段を用いて連続的あるいは準連続的な血圧測定を行うため、中央の第一力変換器 12 が身体の一部 4 の表面のできる限り動脈 3 の近くに来るように身体の一部 4 に配置される。二つの側部力変換器 13 と 14 は動脈 3 の互いに反対側に少しずらしてあり、中央の第一力変換器 12 より動脈と大きな間隔を保っている。

電子回路手段 21 は、例えばケースの中に配置されていて、このケースは何らかの保持手段を用いて調べる人の体に保持される。この人が、例えば病院のベッドに患者としているなら、回路手段 21 は例えば患者から一定の間隔にして配置され、切り離し可能なコネクタ手段を介してセンサ 1 に接続できる。

測定時には、留め金 2 はセンサ 1 を所定の圧迫力で人体の一部 4 の表面に押圧する。圧迫力をなくし、動脈 3 と人体の一部 4 から外向きに離れる方向に向く力を力変換器 12、13、14 に与える。静止状態では、即ち血液が

動脈を流れない場合、外向きの力は人体の一部4に接するセンサ1の全面に少なくともほぼ一様に分布する。人体の一部4によってこの人体の一部に接する力変換器12、13、14の力変換面に及ぼす静的な力は、3つの力変換器の全てで少なくともほぼ等しい大きさである。

心臓が動脈3を経由して駆動する血液を循環させ、血圧がセンサ1にある動脈部分で一定の時間間隔の間に弛緩時の血圧から収縮時の血圧に上昇する場合、この圧力上昇は圧力駆動として身体の一部4の表面に伝播する。中央の第一力変換器12は二つの側部力変換器13、14より動脈に近いので、第一力変換器12の圧力上昇は第二および第三力変換器13と14より大きい。つまり、血圧上昇は保持手段によってセンサに加わる圧迫力と協働して、第一力変換器12に静的な力に加えて脈拍による外向きの圧力の力パルスが加わることになる。中央の第一力変換器12に加わるこの力の脈動はセンサ1全体を外向きに押圧する傾向を有するので、二つの第二および第三力変換器13、14には負荷が加わらなくなる。血圧の上昇は、中央の第一力変換器12で圧力上昇、即ち力の変化を発生し、二つの側部力変換器13、14で圧力の力を低減することになる。従って、圧力の脈動は第一力変換器12による電気信号で表せる第一測定量の変換を発生し、この変化とは反対の第二および第三力変換器13、14の変化は電気信号で表せる第二および第三測定量を発生する。これ等の力変換器によって出力される全電荷および/または電圧の変化は、3つの力変換器で測定された力の変化の絶対値の和に比例する。同様なことは、収縮時の血圧値から弛緩時の血圧値への血圧低下によって生じる力の変化に当てはまる。

電荷増幅器22はアナログ電気信号、つまり電圧を発生する。この信号は時間的に変わる第四の測定量である。この測定量は、符号を無視すると、第一、第二および第三の測定量を説明した組み合わせで、つまり第一の測定量を第二および第三の測定量で引き算して生じる値に比例する。第四の測定量を表すこの電気信号は血圧と同じように時間的に変化する。この時、評価装置24は電圧の最大値と最小値を求め、これ等の値に収縮時と弛緩時の圧力

統されている力変換器全部から電荷増幅器22に導入される電荷とこの電荷で表せる第四の測定量を変化させることはない。その結果、擾乱力は血圧測定にも影響を与えない。同様なことは、圧電力変換器または測定変換器12、13、14が温度変化のため電荷あるいは電圧を発生し、これにより3つの第一測定値を変える場合にも当てはまる。

第4図と第5図は、血圧を測定するために使用する他の装置の外観とブロック回路図を示す。この装置にはセンサ81とバンド32を有する保持手段がある。この保持手段は、例えば二つの別々の部品で構成され、部品の一端はケース34に固定され、他端は例えばクレッチ・ロック(Klettverschluss)あるいは何か他のロックで脱着可能に互いに連結できる。バンド32は、検査すべき人の前腕を腕の関節の近くで取り囲むように構成されている。従って、この人は血圧測定装置を腕時計のように保持できる。バンド32には突起あるいは隆起32aがある。バンド32を腕に固定すると、突起あるいは隆起32aが腕に対して内側に突出する。センサ31は、使用時に突起あるいは隆起32aの腕に対向する面に固定される。突起あるいは隆起32aは、少なくとも一部、圧縮パネ作用を与える材料、例えば発泡材で形成されている。突起あるいは隆起32aによって、センサ31を所定の圧迫力でアームに押し付けることができ、バンド32全体が腕に接触せず、バンドを過度に緊張させて保持させる必要がない。その結果、このバンドは腕の血行を殆ど妨げない。その外、センサ31および/または突起あるいは隆起32aの少なくとも一部を主にバンド32に脱着可能に連結できるので、センサを容易に交換できる。

センサ81には、第5図に示す一体の圧電フィルム35がある。このフィルム35の中央部分は、測定電極36と対向電極39と共に中央の第一力変換器42を形成する。フィルム35の二つの側部部分は第二および第三測定電極37と38および第二および第三対向電極40と41と共にそれぞれ第二および第三側部力変換器43と44を形成する。センサ31は、バンド32を用いて、第5図に示す大動脈の近くでこの動脈に隣接するように腕に固

定される。この時、選択的に収縮時の血圧または弛緩時の血圧に関連する値と、または場合によって交互にないしは同時に両方の値を表示する。収縮時の血圧および/または弛緩時の血圧に関連する値は、その時、長時間にわたって連続的あるいは準連続的に検出されて表示される。

リバ・ロッチの方法で動作する付加的な校正測定装置を用いても、時折検査する人物の校正測定を行うことができ、それには、一方の腕に一時的に校正測定装置に付属し、彫らまさせることのできる圧迫帯を固定する。次いで、評価装置24により校正手段26を用いて少なくとも一つの校正値および/または校正パラメータを設定できる。および/または評価装置24に導入することができる。これを第3図に基づき説明する。この図面は側部軸に時間を、また縦軸に第四の測定値に比例し、評価装置24に導入される電圧Uおよび血圧pを記入したグラフを示す。更に、このグラフには電圧Uと血圧pの時間変化を表す曲線もある。電圧Uは最大値U<sub>max</sub>と最小値U<sub>min</sub>の間で変化する。電圧Uが先ず血圧に関連するが、表示装置27は血圧値を直接表さない相対圧力値のみを示すとする。そうすると、校正測定装置を用いて収縮時の血圧p<sub>s</sub>と弛緩時の血圧p<sub>r</sub>を測定でき、ほぼ同時に評価装置24に導入される電圧Uは、表示装置27が収縮時と弛緩時の圧力を所定の単位または選択可能な単位で表示するように、調節部材23、25を用いて手動調節できる。

この装置を利用している間に、保持装置で発生する圧迫力と血圧によって生じる力に加えて、場合によって、何らかの原因により、外部からおよび/または検査する人の動きにより生じる他の擾乱力が一時的にセンサに作用する。このような擾乱力は3つの力変換器12、13、14の全ての力変換面で同じ方向を有し、フィルム5の全面にほぼ一様に分布する場合、3つの力変換器の力変換面には、単位面積当たり同じ力、つまり圧力の場合、同じ圧力が加わる。3つの力変換器で発生する測定値の擾乱力による変化は、少なくとも一部および好ましくは全部互いに相殺される。それ故、擾乱力は相互に接

定される。

更に、第5図には電子回路手段51が示してある。この回路手段はケース34内に装着されていて、3つの増幅器を有する。これ等の増幅器は第一ボルテージフォロワー52、第二ボルテージフォロワー53および第三ボルテージフォロワー54を形成している。第一ボルテージフォロワー52の非反転入力端には第一力変換器42の測定電極36が接続している。第二ボルテージフォロワー53および第三ボルテージフォロワー54の非反転入力端には、それぞれ第二および第三力変換器43と44の対向電極40と41が接続している。他の電極37、38、39は回路手段の接地接続端子に接続している。

第一ボルテージフォロワー52の出力端は、調節部材55として使用される手動可変抵抗を介して差動増幅器58の反転入力端に接続している。二つの他のボルテージフォロワー53、54の出力端は、それぞれ手動可変抵抗56と57として使用される手動可変抵抗を介して差動増幅器58の非反転入力端に接続している。この差動増幅器の出力端は、増幅器60と二つの手動可変調節部材61と62を有する校正手段59の入力端に接続している。一方の調節部材は負帰還抵抗として、また他方の調節部材は分圧抵抗として使用されている。増幅器60の出力端63は、例えばアナログ・デジタル変換器と、場合によって、プロセッサを有する評価装置64を介して、例えばデジタル表示するためある表示装置65に接続している。

第4図と第5図に示す装置を使用する場合、3つの力変換器42、43、44はこれ等の検出器で検出した応力を電気測定信号、即ち電荷および/または電圧に変換する。次いで、第一、第二および第三力変換器で発生した電気測定信号は3つのボルテージフォロワー52、53、54によって別々に演算処理される。差動増幅器58に3つの調節部材55、56、57から導入される電圧は、第一、第二および第三の可変測定値を表す。これ等の3つの測定量の時間変化は、付属する力変換器で生じる信号の時間変化に比例する。その場合、比例係数は調節部材55、56、57で別々に調節できる。

変動増幅器58は第二および第三測定量を第一測定量から引き算する。調節部材55、56、57によって、力変換器で擾乱力により生じる測定信号の変化を最適に、しかもできる限り完全に補償するように比例係数を検査する人の腕の個々の特性、例えば動脈33の位置や形状および動脈を取り囲む組織に合わせる事ができる。

第4図と第5図に示す装置は、連続血圧測定のために校正するとよい。測定が長時間である場合、必要であれば、時折新たな校正を行ってもよい。一回の校正では、第1図と第2図に示した装置に対して説明したように、付加的な校正測定装置を用いて、収縮時と弛緩時の血圧を測定し、次いで評価装置64に導入する電圧 $U$ を校正測定装置で測定した血圧値に基づき、表示装置65が前記収縮時および/または弛緩時の血圧を表示するように調節することができる。その場合、電圧 $U_{max}$ と $U_{min}$ での表示圧力値の差が校正測定装置を用いて求めた収縮時の血圧 $p_s$ と弛緩時の血圧 $p_r$ の値の差に等しように、負帰還抵抗を形成する調節部材61を用いて、評価装置64に導入する電圧の最大値 $U_{max}$ と最小値 $U_{min}$ の差を調節する。次いで、表示装置65で表示される圧力値がそれぞれ収縮時と弛緩時の血圧に一致するように、調節部材62を用いてゼロ点を調節する。

第5図には、矢印で動脈の血圧の上昇時に中央の第一力変換器42に作用する脈動による応力変化72を示す。更に、複数の矢印でその時に側部の力変換器43、44に作用する弛緩応力変化73、74が示してある。測定時には、脈動的な血液の流れに起因する応力の変化の絶対値が、調節部材55、56、57の設定に応じて互いに組合わり、つまり重みを付けた加算される。

更に、第5図には、3つの力変換器に外部から作用する擾乱力75、76、77も示してある。これ等の擾乱力が全ての力変換器で同じ大きさの圧力によって生じているのであれば、中央の力変換器42に作用する擾乱力75は、検出器の力変換面に広いため、二つの側部の力変換器に作用する擾乱力76、77より大きい。これ等の擾乱力は変動増幅器58で行われる第一、第二お

よび第三測定値の組み合わせ時に補償される。

これ等の装置は、種々の観点で未だ変更できる。センサ1と31の3つの対向電極は、例えばセンサの3つの力変換器の全てに共通な関連する対向電極に置き換えることができる。更に、センサ1と31に例えば電極を取り囲む金属層のシールドを設けてもよい。更に、電極を設けたセンサの表面にそれぞれ二つの電気絶縁層を被覆し、両方の層の間に導電性の被覆層を配置してもよい。

更に、校正手段26、59は、校正測定装置に導電接続できるように校正することもできる。この校正測定装置には、校正手段26、59に校正値を入力し、電子回路手段21、51を自動的に校正するため、例えばプロセッサがあってもよい。

その外、図面にに基づき説明した二つの装置の構成を相互に組み合わせることもできる。

更に、二つの側部力変換器に属する圧電フォイルの部分は、場合によって、中央の第一力変換器に属するフォイル部分とは逆極性にされていてもよい。その代わり、3つの力変換器に合成樹脂のフォイル、あるいは場合によってはセラミックスないしは結晶性材料から成る各一つの別々の圧電素子があってもよい。その場合、二つの側部力変換器の素子は中央の力変換器の素子に対して逆であってもよい。更に、別々の3つの力変換器は機械的に相互に接続する連結部材に固定されていてもよい。これ等の二つの変形種では、フォイルあるいは通常圧電素子は、同じ側あるいは面の上にある電極で同じ向きの応力の変化が電荷と電圧を発生し、中央の第一力変換器の電荷と電圧が二つの側部力変換器とは異なった符号を有するように構成されている。

更に、説明した血圧測定装置の各々に、説明したセンサと同じ構成の第二センサを装備することもできる。その時、両方のセンサを動脈3または33に沿ってずらして検査すべき人物の腕に配設できる。二つのセンサで測定された時間的に変化する測定値の間の時間的なずれから、脈拍波形速度を求める、この速度も血圧測定に使用するように、電子回路手段を構成することも

できる。これは、例えば既に引用した欧州特許第A 0 467 853号明細書に開示されている方法と同じようにして行われる。これには、欧州特許第A 0 4 67 853号明細書の内容を参照されたい。

Fig. 1

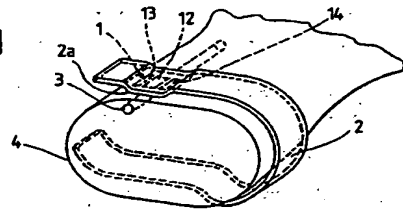


Fig. 2

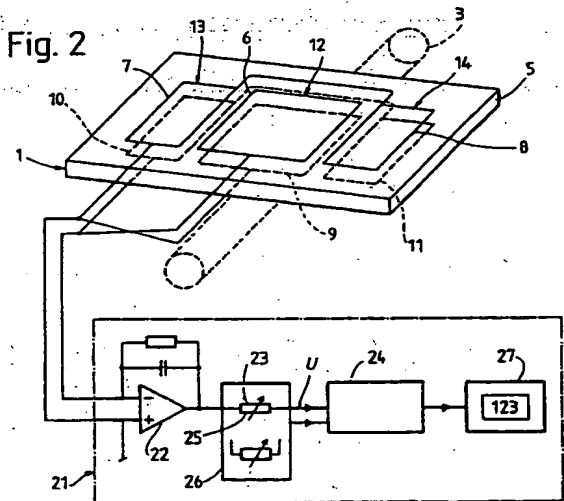


Fig. 3

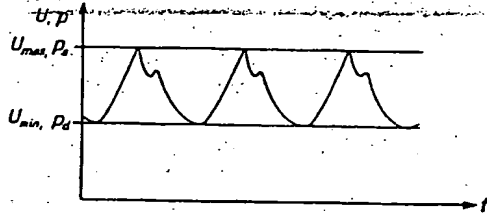


Fig. 4

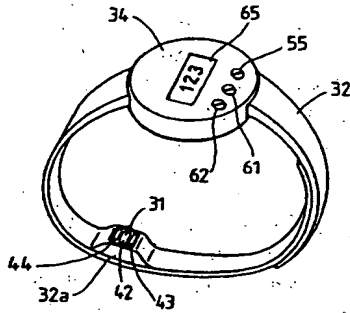
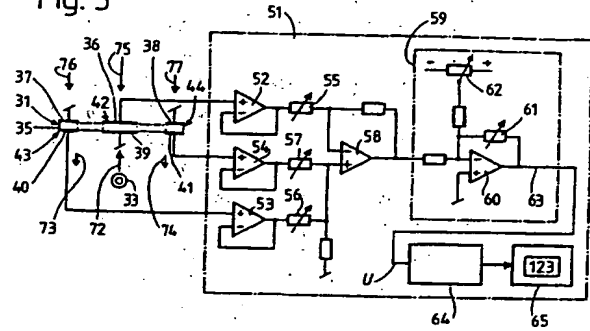


Fig. 5



国际調査報告		国	申請番号
		CH	93/00273
1. 特許請求の範囲の要約			
IPC 5 A61B7/04			
2. 発明の要約			
3. 発明の詳細な説明			
4. 特許請求の範囲			
5. 特許請求の範囲			
6. 特許請求の範囲			
7. 特許請求の範囲			
8. 特許請求の範囲			
9. 特許請求の範囲			
10. 特許請求の範囲			
11. 特許請求の範囲			
12. 特許請求の範囲			
13. 特許請求の範囲			
14. 特許請求の範囲			
15. 特許請求の範囲			
16. 特許請求の範囲			
17. 特許請求の範囲			
18. 特許請求の範囲			
19. 特許請求の範囲			
20. 特許請求の範囲			
21. 特許請求の範囲			
22. 特許請求の範囲			
23. 特許請求の範囲			
24. 特許請求の範囲			
25. 特許請求の範囲			
26. 特許請求の範囲			
27. 特許請求の範囲			
28. 特許請求の範囲			
29. 特許請求の範囲			
30. 特許請求の範囲			
31. 特許請求の範囲			
32. 特許請求の範囲			
33. 特許請求の範囲			
34. 特許請求の範囲			
35. 特許請求の範囲			
36. 特許請求の範囲			
37. 特許請求の範囲			
38. 特許請求の範囲			
39. 特許請求の範囲			
40. 特許請求の範囲			
41. 特許請求の範囲			
42. 特許請求の範囲			
43. 特許請求の範囲			
44. 特許請求の範囲			
45. 特許請求の範囲			
46. 特許請求の範囲			
47. 特許請求の範囲			
48. 特許請求の範囲			
49. 特許請求の範囲			
50. 特許請求の範囲			
51. 特許請求の範囲			
52. 特許請求の範囲			
53. 特許請求の範囲			
54. 特許請求の範囲			
55. 特許請求の範囲			
56. 特許請求の範囲			
57. 特許請求の範囲			
58. 特許請求の範囲			
59. 特許請求の範囲			
60. 特許請求の範囲			
61. 特許請求の範囲			
62. 特許請求の範囲			
63. 特許請求の範囲			
64. 特許請求の範囲			
65. 特許請求の範囲			
66. 特許請求の範囲			
67. 特許請求の範囲			
68. 特許請求の範囲			
69. 特許請求の範囲			
70. 特許請求の範囲			
71. 特許請求の範囲			
72. 特許請求の範囲			
73. 特許請求の範囲			
74. 特許請求の範囲			
75. 特許請求の範囲			
76. 特許請求の範囲			
77. 特許請求の範囲			
78. 特許請求の範囲			
79. 特許請求の範囲			
80. 特許請求の範囲			
81. 特許請求の範囲			
82. 特許請求の範囲			
83. 特許請求の範囲			
84. 特許請求の範囲			
85. 特許請求の範囲			
86. 特許請求の範囲			
87. 特許請求の範囲			
88. 特許請求の範囲			
89. 特許請求の範囲			
90. 特許請求の範囲			
91. 特許請求の範囲			
92. 特許請求の範囲			
93. 特許請求の範囲			
94. 特許請求の範囲			
95. 特許請求の範囲			
96. 特許請求の範囲			
97. 特許請求の範囲			
98. 特許請求の範囲			
99. 特許請求の範囲			
100. 特許請求の範囲			

国际調査報告		国	申請番号
		CH	93/00273
Patent document	Publication	Patent family	Publication
US-A-4409983	18-10-83	NONE	
US-A-4443730	17-04-84	NONE	
FR-A-2643811	07-09-90	NONE	

[illegible]

1. Im Rahmen der Untersuchung angeführte Personen sind:		2. Name des Verhafteten:	3. Geburtsdatum: (Tages/Monat/Jahr)	4. Geburtsort: (Land/Stadt)	5. Staatsangehörigkeit: (Land)	6. Datum der Verhaftung:
US-A-4409583	18-10-63	KEINE				
US-A-4443730	17-04-64	KEINE				
FR-A-2641811	07-09-20	KEINE				

【公報種別】特許法第17条第1項及び特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第1部門第2区分

【発行日】平成9年(1997)6月10日

【公表番号】特表平7-503648

【公表日】平成7年(1995)4月20日

【年通号数】

【出願番号】特願平6-513622

【国際特許分類第6版】

A61B 5/022

【FI】

A61B 5/02 332 B 0277-2J

337 E 0277-2J

手続補正書

平成8年12月26日

特許庁長官 荒井 方光 殿

1. 事件の表示

平成6年特許願第513622号

2. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

名称 アーファウエル・メデナカル・インストルメンツ・アクチェンゲゼルシャフト

3. 代理人

住所 〒105 東京都港区虎ノ門二丁目8番1号

(虎の門電気ビル)

【電話 03 (3502) 1476】

氏名 弁護士 (4955) 江崎光

4. 補正の対象

請求の範囲

5. 補正の内容

図紙の送り

請求の範囲

1. 第一力変換器(12, 42)に対して更に第二および第三力変換器(13, 14, 43, 44)があり、第一力変換器(12, 42)の反対側に配置されていて、本体の動脈(3, 33)に第一力変換器(12, 42)を押し付ける保持手段を用いて血圧を測定するセンサにおいて、上記三つの力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)はそれぞれ体に接触するためにある力変換面を有し、第二および第三力変換器(13, 14, 43, 44)の力変換面が第一力変換器(12, 42)の力変換面より狭く、第二および第三力変換器が第一力変換器に対して差型的に接触されていることを特徴とするセンサ。
2. 前記三つの力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)は、圧電型変換器として形成されていることを特徴とする請求の範囲第1項に記載のセンサ。
3. 前記三つの力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)は、圧電材料から成る導電性の共通フェイル(5, 25)と、このフェイルの上に配置された電極(6, 7, 8, 9, 10, 11, 36, 37, 38, 39, 40, 41)とを有する、ことを特徴とする請求の範囲第1項または第2項に記載のセンサ。
4. 前記保持手段は少なくとも一つのバネ部材、例えばバネの蕾め金(2)および/または、例えば弾性材料部品を有し、前記三つの力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)は本体にバネ付勢されて押し付けられることを特徴とする請求の範囲第1〜3項の何れか1項に記載のセンサ。
5. 第一または第二または第三力変換器により測定された力および/または力の変化の日安を形成する第一測定量、第二測定量および第三測定量を形成するためにセンサが設計されている請求の範囲第1〜4項の何れか1項のセンサを用いて血圧を測定する装置において、第二および第三力変換器(13, 14, 43, 44)は互いに並列に電気接続され、第一力変換器(12, 42)は並列に電気接続されていることを特徴とする装置。
6. 第一または第二または第三力変換器により測定された力および/または力の変化の日安を形成する第一測定量、第二測定量および第三測定量を形成するために電子回路手段が設計されている請求の範囲第1〜4項の何れか1項のセンサを用いて血圧を測定する装置において、電子回路手段(51)が第一測定量、



(2)

3

4

第二測定量および第三測定量のうちの少なくとも一つを付属する力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)により生じた電気信号に誤差可能に結び付けるため少なくとも一つの千分可変調節材料(55, 56, 57)を有することを特徴とする装置。

7. 力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)と回路手段(21, 51)は、第二および第三測定量の変化の絶対値を第一測定量の変化の絶対値で引き算するように三つの測定量を結び付けるために設計されていることを特徴とする請求の範囲第5項または第6項に記載の装置。
8. 力変換器(12, 13, 14, 42, 43, 44)と回路手段(21, 51)は、第二測定量および第三測定量を第一測定量で引き算し、血圧に対する目安を与える第四測定値を形成するために設計されていることを特徴とする請求の範囲第5項または第6項に記載の装置。
9. 電子回路手段(51)の少なくとも一節は保持手段で保持されているケース(34)の中に装着されていることを特徴とする請求の範囲第5～8項の何れか1項に記載の装置。
10. 電子回路手段(21, 51)は少なくとも一つの校正値を調節および/または入力する校正手段(25, 59)を有するおよび/またはそのような手段に接続でき、校正測定装置を用いて体に関して行われる測定により得られる少なくとも一つの校正値を調節および/または入力した後、取替時および/または差違時の血圧を少なくともほぼ連続的に求めるために設計されていることを特徴とする請求の範囲第5～8項の何れか1項に記載の装置。

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**